

МОДЕЛИРОВАНИЕ В МЕДИЦИНСКИХ И ТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

MODELING IN MEDICAL AND TECHNICAL SYSTEMS

Оригинальная статья / Original article

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-104-113>



УДК: 534.8+57.087.1

Аналитическое моделирование эластографии молочной железы

Д. А. Кравчук¹ ✉, Н. Н. Чернов¹, А. И. Михралиева¹

¹ Южный федеральный университет
ул. Шевченко, д. 2/Е, г. Таганрог 347922, Российская Федерация

✉ e-mail: kravchukda@sfedu.ru

Резюме

Целью исследования – разработать аналитический метод, основанный на микромеханике, для определения местоположения, размера и модуля упругости опухолевой массы, внедренной в симметричную двумерную ткань молочной железы, и получить замкнутое решение для эластограмм деформации.

Методы изменения эластичности тканей обычно коррелируют с патологическими явлениями. Многие виды рака, такие как скirroзная карцинома молочной железы, появляются в виде чрезвычайно твердых узелков, которые являются результатом повышенной плотности стромы. Другие заболевания включают отложения, которые увеличивают или уменьшают эластичность тканей. Сложные заполненные жидкостью кисты могут быть невидимы при стандартном ультразвуковом исследовании, но при этом быть гораздо мягче встраиваемой ткани. Модули упругости опухолей изменяются в процессе их патологической эволюции. Эластографическая визуализация обладает потенциалом для выявления и характеристики раковых заболеваний путем картирования распределения жесткости в тканях. В работе разработана модель молочной железы в виде двумерного слоя единичной толщины с круглой опухолью, с учетом граничных условий. Получены локальные упругие отклики при приложении акустического поля.

Результаты. Чтобы оценить возможности определения количественных значений упругих модулей среды, нами предложена модель процесса деформации неоднородности в условиях ультразвуковой статической эластографии и исследовано влияние упругих модулей, деформации неоднородности в направлении приложенного давления.

Заключение. Разработанная методика позволила получить аналитическое решение для поля деформаций и напряжений двумерных моделей молочных желез, содержащих неоднородности. Модель позволяет использовать разработанную методику для построения медицинских эластографических аппаратов и проведения исследований в области эластографии.

© Кравчук Д. А., Чернов Н. Н., Михралиева А. И., 2024

Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024; 14(1): 104–113

Ключевые слова: эластография; молочная железа; ткань; объект; микромеханика; модуль упругости; тензор.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Для цитирования: Кравчук Д. А., Чернов Н. Н., Михралиева А. И. Аналитическое моделирование эластографии молочной железы // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024. Т. 14, № 1. С. 104–113. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-104-113>.

Поступила в редакцию 14.01.2024

Подписана в печать 11.02.2024

Опубликована 29.03.2024

Analytical Modeling of Breast Elastography

Denis A. Kravchuk¹✉, Nikolaj N. Chernov¹, Amaliya I. Mihralieva¹

¹ Southern Federal University
2 Shevchenko Str., Taganrog 347922, Russian Federation

✉ e-mail: knsofia@mail.ru

Abstract

The purpose of the research is to develop a method for assessing the level of nonspecific protection of the body. The purpose of the research. To develop an analytical method based on micromechanics to determine the location, size and modulus of elasticity of a tumor mass embedded in symmetrical double-dimensional breast tissue and obtain a closed solution for deformation elastograms.

Methods. Changes in tissue elasticity usually correlate with pathological phenomena. Many cancers, such as scirrhous carcinoma of the breast, appear as extremely hard nodules that result from increased stromal density. Other diseases include deposits that increase or decrease tissue elasticity. Complex fluid-filled cysts may not be visible on standard ultrasound, but may be much softer than the embedded tissue. The elastic moduli of tumors change during their pathological evolution. Elastographic imaging has the potential to detect and characterize cancers by mapping tissue stiffness distribution. The work developed a model of the mammary gland in the form of a two-dimensional layer of unit thickness with a round tumor, taking into account boundary conditions. Local elastic responses were obtained when an acoustic field was applied.

Results. To evaluate the possibilities of determining the quantitative values of the elastic modules of the medium, we proposed a model of the process of deformation of heterogeneity under the conditions of ultrasonic static elastography and investigated the influence of elastic moduli and deformation of heterogeneity in the direction of applied pressure.

Conclusion. The developed technique made it possible to obtain an analytical solution for the field of deformations and stresses of two-dimensional models of mammary glands containing inhomogeneities. The model makes it possible to use the developed methodology for constructing medical elastographic devices and conducting research in the field of elastography.

Keywords: elastography; mammary gland; tissue; object; micromechanics; elastic modulus; tensor.

Conflict of interest: The Authors declares the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

For citation: Kravchuk D. A., Chernov N. N., Mihralieva A. I. Analytical Modeling of Breast Elastography. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Serija: Upravlenie, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie* = *Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2024; 14(1): 104–113. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-104-113>.

Received 14.01.2024

Accepted 11.02.2024

Published 29.03.2024

Введение

Механические свойства мягких тканей являются важными показателями для биомедицинских исследований и диагностики [1], поскольку они, как правило, коррелируют с патологическими изменениями тканей [2]. Например, было обнаружено, что многие виды карцином молочной железы плотнее [3], чем окружающие ее нормальные ткани, [4]. Несмотря на различия с точки зрения упругой жесткости [5], некоторые опухоли трудно обнаружить с помощью обычных методов визуализации, таких как маммография [6], ультразвуковое исследование (УЗИ) [7], компьютерная томография [8] (КТ) и магнитно-резонансная томография (МРТ), особенно при наличии сложных фоновых изменений [9], таких как рубцы, фиброзно-кистозные изменения или другие доброкачественные явления [10]. Пальпация часто используется для обнаружения твердых повреждений [11]. Однако глубокие повреждения в большой груди могут быть неощутимы [12] до тех пор, пока они не вырастут большими и не станут неизлечимыми [13].

Так как изменение модуля упругости (жесткости) тканей может указывать на патологическую эволюцию тканей, эластография была разработана для выявления и характеристики опухолей. Использование свойств материалов в сочетании с традиционными методами визуализации потенциально может обеспечить «сигнатуру», ощутимую до тех пор,

пока они не станут большими и неизлечимыми [14].

В работе [15] описан эластографический метод на основе ультразвука для количественной визуализации распределения деформации и модуля упругости в биологических тканях. Этот метод включает в себя применение квазистатической компрессии к тканям. Эластограмма модуля упругости может быть восстановлена путем расчета внутренних напряжений и локальных перемещений по радиочастотным ультразвуковым сигналам до сжатия и после сжатия. В работе [16] было реконструировано распределение модуля сдвига с помощью метода МРТ для измерения распространения волны акустической деформации в тканях, подверженных гармоническому механическому возбуждению.

Было показано, что как ультразвуковые, так и МР-методы эластографии являются рабочими для предоставления информации для выявления и характеристики раковых опухолей в мягких тканях. Однако большинство из них требуют больших вычислительных затрат, поскольку для восстановления модулей упругости применяется анализ конечных элементов. В то время как некоторые аналитические представления были предложены либо в двух измерениях (2D), либо в трех измерениях (3D), для исследования эластографии биологических тканей эти модели предполагают, что единичное повреждение встроено в бесконечную область ткани так, что

геометрические границы не принимаются во внимание.

В данной статье представлен основанный на микромеханике аналитический метод определения местоположения, размера и модуля упругости опухоли, внедренной в 2D конечную ткань с упрощенными геометрическими структурами. Теория микромеханики как неотъемлемая часть механики сплошных сред [17] занимается расчетом локальных полей напряжений и деформаций материалов с включениями и / или неоднородностями [18]. Биологические ткани с раковыми опухолями можно рассматривать как гетерогенно-эластичные материалы, содержащие более твердые / мягкие массы, встроенные в матрицу.

Материалы и методы

Опухоль молочной железы, определяемая ее положением, размером и упругими свойствами, может быть использована для определения локальных деформаций и полей напряжений во всей области (например, во всей молочной железе) с использованием теории микромеханики. Опухоль молочной железы моделируется как включение в тканевую матрицу с определенными граничными условиями.

Представим молочную железу в виде двумерного слоя единичной толщины (рис. 1). Для простоты обработки срез железы упрощенно представлен в виде полукруга радиусом R . Граничное условие на оси x ($x = 0$) предполагает,

что все компоненты смещения фиксированы в направлении x , в то время как никакие смещения не ограничены в направлении y . Круглая опухоль Ω (с модулем Юнга $E1$) встроена в область тканевого матрикса (с модулем Юнга $E0$). Предполагается, что и матрица, и опухоль несжимаемы таким образом, что отношение их коэффициентов Пуассона равно 0,5. Для получения локальных упругих откликов к центральной граничной точке прикладывается сжимающая сосредоточенная сила P ($x = R \neq 0$). Для двумерной задачи о плоской деформации все компоненты внеплоскостной деформации равны нулю.

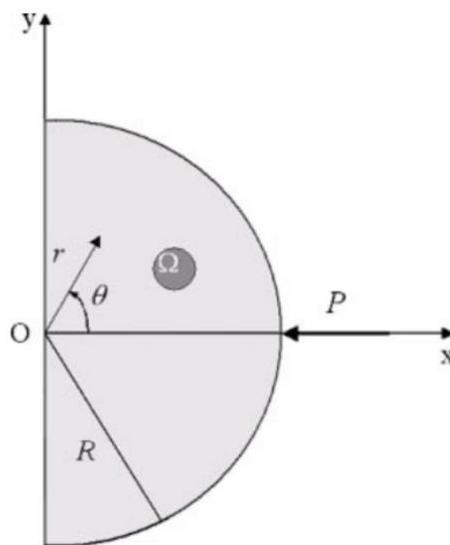


Рис. 1. Геометрическая модель молочной железы

Fig. 1. Geometric model of the breast

Результаты и их обсуждение

Рассмотрим однородный круговой срез с модулем Юнга $E0$. Две равные, но противоположно направленные силы P действуют в направлении диаметра (рис. 2).

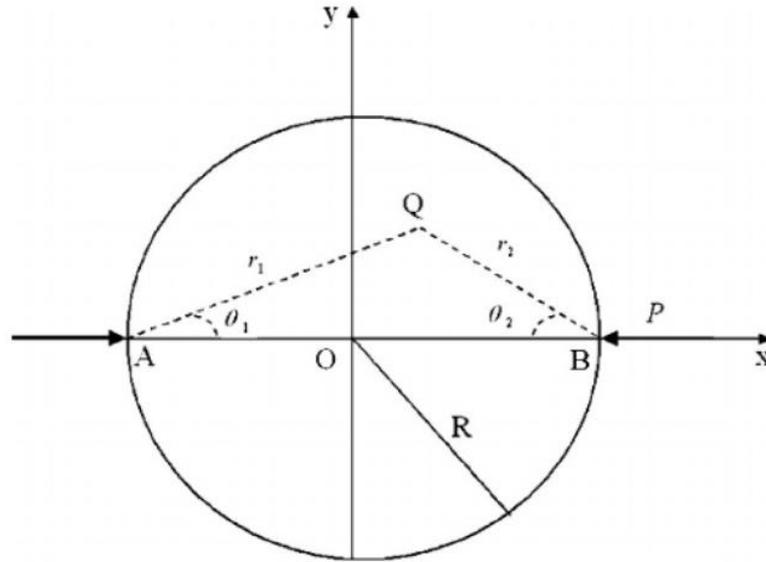


Рис. 2. Круговой срез радиусом R

Fig. 2. Circular cut with radius R

Решение для замкнутой формы приведено в [9], а именно деформация в точке Q выражается как

$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx} &= \frac{3P}{2\pi E_0} \left[\frac{\sin^2 \theta_1 \cos \theta_1 - \cos^3 \theta_1}{r_1} + \frac{\sin^2 \theta_2 \cos \theta_2 - \cos^3 \theta_2}{r_2} \right], \\ \varepsilon_{yy} &= \frac{3P}{2\pi E_0} \left[\frac{\cos^3 \theta_1 - \sin^2 \theta_1 \cos \theta_1}{r_1} + \frac{\cos^3 \theta_2 - \sin^2 \theta_2 \cos \theta_2}{r_2} \right], \\ \varepsilon_{xy} &= \frac{3P}{2\pi E_0} \left[\frac{\sin \theta_1 \cos^2 \theta_1}{r_1} + \frac{\sin \theta_2 \cos^2 \theta_2}{r_2} \right], \end{aligned} \quad (1)$$

где ε – деформация вдоль осей, определяемых нижними индексами, остальные параметры определены на рисунке 2. Из-за симметрии внешней нагрузки и структуры материала это решение

непосредственно обеспечивает оценку упругости для 2D полукруглой молочной железы без опухолей.

Чтобы исследовать влияние внедренной опухоли, представим ее в виде круглой области Ω , внедренной в бесконечную тканевую матрицу D (рис. 3).

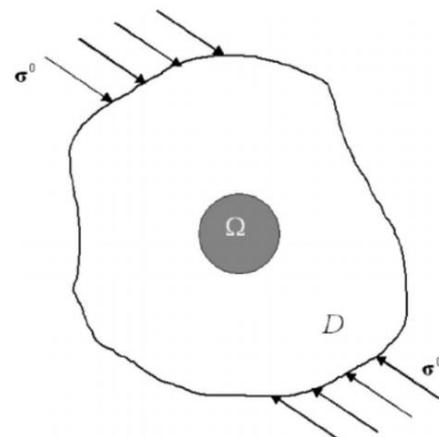


Рис. 3. Модель эквивалентного включения Эшелби, представленная повреждением, внедренным в бесконечную матричную область, подверженную напряжениям дальнего поля

Fig. 3. Model of an equivalent Eshelby inclusion, represented by a damage embedded

in an infinite matrix region subject
to far-field stresses

Когда на объект воздействует внешняя нагрузка дальнего поля σ^0 , то соответствующее поле деформаций может быть получено из теории эквивалентного включения Эшелби [19]. Общая деформация $\varepsilon(\mathbf{x})$ в положении \mathbf{x} определяется как [20]:

$$\varepsilon(\mathbf{x}) = \varepsilon_0(\mathbf{x}) + \varepsilon_d(\mathbf{x}), \quad (2)$$

где $\varepsilon(\mathbf{x})$ – однородная деформация из-за напряжения дальнего поля σ_0 , приложенного к ткани без повреждений, в то время как $\varepsilon_d(\mathbf{x})$ – возмущающая деформация из-за упругого несоответствия между матрицей и инородным объектом. Для конкретного объекта с центром в точке \mathbf{x}_1 $\varepsilon_d(\mathbf{x})$ в любом положении \mathbf{x} определяется как

$$\varepsilon_d(\mathbf{x}) = \begin{cases} -[\mathbf{G}(\mathbf{x} - \mathbf{x}_1) \times (\mathbf{A} + \mathbf{S})^{-1}] : \varepsilon_0, & \mathbf{x} \in D - \Omega, \\ -[\mathbf{S} \times (\mathbf{A} + \mathbf{S})^{-1}] : \varepsilon_0, & \mathbf{x} \in \Omega, \end{cases} \quad (3)$$

где \mathbf{G} , \mathbf{S} – тензоры, определяемые через модули Юнга и коэффициенты Пуассона для основной ткани и включения; символы « \times » и « $:$ » указывают на свертку между двумя тензорами четвертого ранга и между тензорами четвертого ранга и второго ранга, соответственно. Тензор четвертого ранга \mathbf{A} представляет упругое несоответствие между тензором жесткости ткани \mathbf{C}_0 и тензором жесткости объекта \mathbf{C}_1 в виде

$$\mathbf{A} \equiv (\mathbf{C}_1 - \mathbf{C}_0)^{-1} \times \mathbf{C}_0.$$

Для несжимаемой ткани возмущающая деформация $\varepsilon_d(\mathbf{x})$ в уравнении (3) может быть дополнительно упрощена следующим образом:

$$\varepsilon_d(\mathbf{x}) = \begin{cases} -\mathbf{B}(\mathbf{x} - \mathbf{x}_1) : \varepsilon_0, & \mathbf{x} \in D - \Omega, \\ -\mathbf{Q} : \varepsilon_0, & \mathbf{x} \in \Omega, \end{cases} \quad (4)$$

где \mathbf{B} и \mathbf{Q} – тензоры четвертого порядка. Основываясь на формулах (1) и (4) для замкнутой и бесконечной задач, можно решить задачу для исходной двумерной полукруглой молочной железы (рис. 1). Поле деформации в уравнении (1) представляет собой однородное решение без повреждений. В частности, локальная деформация в положении \mathbf{x}_1 обозначается как $\varepsilon_l(\mathbf{x}_1)$. Если в ткань добавляется гетерогенная опухоль с центром в \mathbf{x}_1 , то поле возмущающих напряжений $\varepsilon_d(\mathbf{x})$ может быть оценено из решения уравнения в бесконечной области (4) как

$$\varepsilon_d(\mathbf{x}) = \begin{cases} -\mathbf{B}(\mathbf{x} - \mathbf{x}_1) : \varepsilon_l(\mathbf{x}_1), & \mathbf{x} \in D - \Omega, \\ -\mathbf{Q} : \varepsilon_l(\mathbf{x}_1), & \mathbf{x} \in \Omega. \end{cases} \quad (5)$$

Соответственно общее распределение напряжения в молочной железе может быть выражено в виде суммы следующим образом:

$$\varepsilon(\mathbf{x}) = \begin{cases} \varepsilon_l(\mathbf{x}) - \mathbf{B}(\mathbf{x} - \mathbf{x}_1) : \varepsilon_l(\mathbf{x}_1), & \mathbf{x} \in D - \Omega, \\ \varepsilon_l(\mathbf{x}) - \mathbf{Q} : \varepsilon_l(\mathbf{x}_1), & \mathbf{x} \in \Omega. \end{cases} \quad (6)$$

Выводы

Биологические ткани с раковыми опухолями можно рассматривать как гетерогенно-эластичные материалы, содержащие более твердые/мягкие массы, встроенные в матрицы. Метод эквивалентного включения Эшелби совместно с теорией упругости Тимошенко позволили получить аналитическое решение для полей деформаций и напряжений двумерных молочных желез, содержащих повреждения. Задача решена для двумерного случая. Модель может использоваться для построения

медицинских эластографических аппаратов и проведения исследований в области эластографии.

Список литературы

1. Elastic Cherenkov effects in transversely isotropic soft materials-I: theoretical analysis, simulations and inverse method / G.-Y. Li, Y. Zheng, Y. Liu, M. Destrade, Y. Cao // *J. Mech. Phys. Solids*. 2016. N 96. P. 388–410.
2. Исследование распространения поперечных упругих волн в биологических тканях / А. И. Михралиева [и др.] // *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2018. Т. 6, № 4. С. 53–60.
3. Rethinking Liver Fibrosis Staging in Patients with Hepatocellular Carcinoma: New Insights from a Large Two-Center Cohort Study / W. Xu, B. Li, Z. Yang, J. Li, F. Liu, Y. J. Liu // *Hepatocell Carcinoma*. 2022. N 9. P. 751–781. <https://doi.org/10.2147/JHC.S372577>.
4. Karam A. R., Beland M. D. Liver Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications // *R. I. Med. J.* 2020. Vol. 103, N 5. P. 26–29. PMID 32481776.
5. Nehring P., Szeligowska J., Przybyłkowski A. Elastography of the Liver in Wilson's Disease // *Diagnostics (Basel)*. 2023. Vol. 13, N 11. P. 1898. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13111898>.
6. Ultrasound Elastography: Basic Principles and Examples of Clinical Applications with Artificial Intelligence – A Review / M. Cè, N. C. D'Amico, G. M. Danesini, C. Foschini, G. Oliva, C. Martinenghi, M. Cellina // *BioMedInformatics*. 2023. N 3. P. 17–43. <https://doi.org/10.3390/biomedinformatics3010002>.
7. Use of Palpation Imaging in Diagnosis of Breast Diseases: A Way to Improve the Detection Rate / Y. Ing, C. Sun, Q. Zhou, C. Cheng, C. Yan, B. Wang // *Med. Sci. Monit.* 2020. N 26. P. e927553-1–e927553-10.
8. Update to the Society of Radiologists in Ultrasound Liver Elastography Consensus Statement / R. G. Barr, S. R. Wilson, D. Rubens, G. Garcia-Tsao, G. Ferraioli // *Radiology*. 2020. N 296. P. 263–274.
9. Accuracy of controlled attenuation parameter (CAP) and liver stiffness measurement (LSM) for assessing steatosis and fibrosis in non-alcoholic fatty liver disease: A systematic review and meta-analysis / Y.-T. Cao, L.-L. Xiang, F. Qi, Y.-J. Zhang, Y. Chen, X.-Q. Zhou // *Eclinicalmedicine*. 2022. N 51. P. 101547.
10. Combinational elastography for assessment of liver fibrosis in patients with liver injury / T. Yazaki, H. Tobita, S. Sato, T. Miyake, M. Kataoka, S. Ishihara // *J. Int. Med. Res.* 2022. N 50. P. 3000605221100126.
11. Artificial intelligence in prediction of non-alcoholic fatty liver disease and fibrosis / G. L. Wong, P. Yuen, A. J. Ma, A. W. Chan, H. H. Leung, V. W. Wong // *J. Gastroenterol. Hepatol.* 2021. N 36. P. 543–550.

12. Deep learning Radiomics of shear wave elastography significantly improved diagnostic performance for assessing liver fibrosis in chronic hepatitis B: A prospective multicentre study / K. Wang, X. Lu, H. Zhou, Y. Gao, J. Zheng, M. Tong, C. Wu, C. Liu, L. Huang, T. Jiang [et al.] // *Gut*. 2019. N 68. P. 729–741.

13. Quantitative ultrasound, elastography, and machine learning for assessment of steatosis, inflammation, and fibrosis in chronic liver disease / F. Destrempes, M. Gesnik, B. Chayer, M.-H. Roy-Cardinal, D. Olivié, J.-M. Giard, G. Sebastiani, B. N. Nguyen, G. Cloutier, A. Tang // *PLoS ONE*. 2022. N 17. P. e0262291.

14. Park S.-Y., Kang B. J. Combination of shear-wave elastography with ultrasonography for detection of breast cancer and reduction of unnecessary biopsies: A systematic review and meta-analysis // *Ultrasonography*. 2021. N 40. P. 318–332.

15. Shear Wave and Strain Elastography in Crohn's Disease – A Systematic Review / A. Grażyńska, J. Kufel, A. Dudek, M. Cebula // *Diagnostics*. 2021. N 11. P. 1609.

16. Use of Palpation Imaging in Diagnosis of Breast Diseases: A Way to Improve the Detection Rate / Y. Ding, C. Sun, Q. Zhou, C. Cheng, C. Yan, B. Wang // *Med. Sci. Monit.* 2020. N 26. P. e927553. <https://doi.org/10.12659/MSM.927553>.

17. Волков-Богородский Д. Б. Структура решений обобщенной задачи Эшелби и представление Гаусса для однородных полиномов // *Механика композиционных материалов и конструкций*. 2019. Т. 25, № 3. С. 416–422.

18. Юденков А. В., Володченко А. М. Устойчивость математических моделей основных задач анизотропной теории упругости // *Вестник Удмуртского университета. Математика. Механика. Компьютерные науки*. 2020. Т. 30, Вып. 1. С. 112–124.

19. Evaluation of the Liver and Pancreas by 2D Shear Wave Elastography in Pediatric Wilson's Disease / S. Yavuz, F. C. Pişkin, C. Oktay, S. Soyupak, G. Tümgör // *Turk. J. Gastroenterol.* 2022. Vol. 33, N 2. P. 161–167. <https://doi.org/10.5152/tjg.2022.21545>.

20. Liver stiffness assessed by real-time two-dimensional shear wave elastography predicts hypersplenism in patients with Wilson's disease: a prospective study / J. Wang, M. Hu, Q. Zhu, L. Sun // *BMC Med. Imaging*. 2022. Vol. 22. N 1. P. 25. <https://doi.org/10.1186/s12880-022-00749-x>.

References

1. Li G.-Y., Zheng Y., Liu Y., Destrade M., Cao Y. Elastic Cherenkov effects in transversely isotropic soft materials-I: theoretical analysis, simulations and inverse method. *J. Mech. Phys. Solids.*, 2016, no. 96, pp. 388–410.

2. Mihraieva A. I., eds. Issledovanie rasprostraneniya poperechnykh uprugih voln v biologicheskikh tkanyah [Study of the propagation of transverse elastic waves in biological tissues]. *Modelirovanie, optimizaciya i informacionnye tekhnologii = Modeling, Optimization and Information Technology*, 2018, vol. 6, no. 4, pp. 53–60.

3. Xu W., Li B., Yang Z., Li J., Liu F., Liu Y. J. Rethinking Liver Fibrosis Staging in Patients with Hepatocellular Carcinoma: New Insights from a Large Two-Center Cohort Study. *Hepatocell Carcinoma*, 2022, no. 9, pp. 751–781. <https://doi.org/10.2147/JHC.S372577>
4. Karam A. R., Beland M. D. Liver Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *R. I. Med. J.*, 2020, vol. 103, no. 5, pp. 26–29. PMID 32481776
5. Nehring P., Szeligowska J., Przybyłkowski A. Elastography of the Liver in Wilson's Disease. *Diagnostics (Basel)*, 2023, vol. 13, no. 11, p. 1898. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13111898>
6. Cè M., D'Amico N. C., Danesini G. M., Foschini C., Oliva G., Martinenghi C., Cellina M. Ultrasound Elastography: Basic Principles and Examples of Clinical Applications with Artificial Intelligence – A Review. *BioMedInformatics*, 2023, no. 3, pp. 17–43. <https://doi.org/10.3390/biomedinformatics3010002>
7. Ing Y., Sun C., Zhou Q., Cheng C., Yan C., Wang B. Use of Palpation Imaging in Diagnosis of Breast Diseases: A Way to Improve the Detection Rate. *Med. Sci. Monit.*, 2020, no. 26, pp. e927553-1–e927553-10.
8. Barr R. G., Wilson S. R., Rubens D., Garcia-Tsao G., Ferraioli G. Update to the Society of Radiologists in Ultrasound Liver Elastography Consensus Statement. *Radiology*, 2020, no. 296, pp. 263–274.
9. Cao Y.-T., Xiang L.-L., Qi F., Zhang Y.-J., Chen Y., Zhou X.-Q. Accuracy of controlled attenuation parameter (CAP) and liver stiffness measurement (LSM) for assessing steatosis and fibrosis in non-alcoholic fatty liver disease: A systematic review and meta-analysis. *Eclinicalmedicine*, 2022, no. 51, p. 101547.
10. Yazaki T., Tobita H., Sato S., Miyake T., Kataoka M., Ishihara S. Combinational elastography for assessment of liver fibrosis in patients with liver injury. *J. Int. Med. Res.*, 2022, no. 50, p. 3000605221100126.
11. Wong G. L., Yuen P., Ma A. J., Chan A. W., Leung H. H., Wong V. W. Artificial intelligence in prediction of non-alcoholic fatty liver disease and fibrosis. *J. Gastroenterol. Hepatol*, 2021, no. 36, pp. 543–550.
12. Wang K., Lu X., Zhou H., Gao Y., Zheng J., Tong M., Wu C., Liu C., Huang L., Jiang T., eds. Deep learning Radiomics of shear wave elastography significantly improved diagnostic performance for assessing liver fibrosis in chronic hepatitis B: A prospective multicentre study. *Gut*, 2019, no. 68, pp. 729–741.
13. Destrempe F., Gesnik M., Chayer B., Roy-Cardinal M.-H., Olive D., Giard J.-M., Sebastiani G., Nguyen B. N., Cloutier G., Tang A. Quantitative ultrasound, elastography, and machine learning for assessment of steatosis, inflammation, and fibrosis in chronic liver disease. *PLoS ONE*, 2022, no. 17, p. e0262291.
14. Park S.-Y., Kang B. J. Combination of shear-wave elastography with ultrasonography for detection of breast cancer and reduction of unnecessary biopsies: A systematic review and meta-analysis. *Ultrasonography*, 2021, no. 40, pp. 318–332.

15. Grażyńska A., Kufel J., Dudek A., Cebula M. Shear Wave and Strain Elastography in Crohn's Disease – A Systematic Review. *Diagnostics*, 2021, no. 11, p. 1609.

16. Ding Y., Sun C., Zhou Q., Cheng C., Yan C., Wang B. Use of Palpation Imaging in Diagnosis of Breast Diseases: A Way to Improve the Detection Rate. *Med. Sci. Monit.*, 2020, no. 26, p. e927553. <https://doi.org/10.12659/MSM.927553>

17. Volkov-Bogorodsky D. B. Struktura reshenij obobshchennoj zadachi Eshelbi i predstavlenie Gaussa dlya odnorodnyh polinomov [The structure of solutions to the generalized Eshelby problem and the Gaussian representation for homogeneous polynomials]. *Mekhanika kompozicionnyh materialov i konstrukcij = Mechanics of Composite Materials and Structures*, 2019, vol. 25, no. 3, pp. 416–422.

18. Yudenzov A. V., Volodchenkov A. M. Ustojchivost' matematicheskikh modelej osnovnyh zadach anizotropnoj teorii uprugosti [Stability of mathematical models of the main problems of anisotropic theory of elasticity]. *Vestnik Udmurtskogo universiteta. Matematika. Mekhanika. Komp'yuternye nauki = Bulletin of the Udmurt University. Mathematics. Mechanics. Computer Science*, 2020, vol. 30, is. 1, pp. 112–124.

19. Yavuz S., Pişkin F. C., Oktay C., Soyupak S., Tümgör G. Evaluation of the Liver and Pancreas by 2D Shear Wave Elastography in Pediatric Wilson's Disease. *Turk. J. Gastroenterol.*, 2022, vol. 33, no. 2, pp. 161–167. <https://doi.org/10.5152/tjg.2022.21545>

20. Wang J., Hu M., Zhu Q., Sun L. Liver stiffness assessed by real-time two-dimensional shear wave elastography predicts hypersplenism in patients with Wilson's disease: a prospective study. *BMC Med. Imaging.*, 2022, vol. 22, no. 1, p. 25. <https://doi.org/10.1186/s12880-022-00749-x>

Информация об авторах / Information about the Authors

Кравчук Денис Александрович, доктор технических наук, доцент, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, Южный федеральный университет, г. Таганрог, Российская Федерация, e-mail: kravchukda@sfedu.ru, ORCID: 0000-0002-4220-3928

Чернов Николай Николаевич, доктор технических наук, профессор, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, Южный федеральный университет, г. Таганрог, Российская Федерация, e-mail: nnchernov@sfedu.ru, ORCID: 0000-0003-0656-8919

Михралиева Амалия Исмиевна, аспирант Института нанотехнологий, электроники

Denis A. Kravchuk, Doctor of Sciences (Engineering), Associate Professor, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Southern Federal University, Kursk, Russian Federation, e-mail: kravchukda@sfedu.ru, ORCID: 0000-0002-4220-3928

Nikolaj N. Chernov, Doctor of Sciences (Engineering), Professor, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Southern Federal University, Taganrog, Russian Federation, ORCID: 0000-0003-0656-8919

Amaliya I. Michralieva, Post-Graduate Student of the Institute of Nanotechnology, Electronics

и приборостроения, Южный федеральный
университет, г. Таганрог, Российская Федерация,
e-mail: mihralieva.amalya@yandex.ru,
ORCID: 0009-0000-0248-9012

and Instrumentation, Southern Federal University,
Taganrog, Russian Federation,
e-mail: mihralieva.amalya@yandex.ru,
ORCID: 0009-0000-0248-9012